

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

(11) N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

2 684 879

(21) N° d'enregistrement national :

91 15367

(51) Int Cl<sup>8</sup> : A 61 M 1/14

(12)

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 11.12.91.

(30) Priorité :

(71) Demandeur(s) : FOURNIER Gilles — FR.

(72) Inventeur(s) : FOURNIER Gilles.

(43) Date de la mise à disposition du public de la  
demande : 18.06.93 Bulletin 93/24.

(56) Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche : Se reporter à la fin du présent fascicule.

(60) Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

(73) Titulaire(s) :

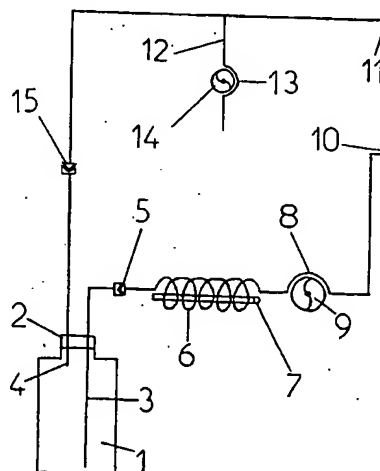
(74) Mandataire :

(54) Système d'hémodialyse jetable.

(57) La présente invention consiste en la conception d'un système entièrement jetable destiné à traiter par la technique d'hémodialyse les patients atteints d'insuffisance rénale chronique.

Il comporte un récipient en polyéthylène rigide et jetable (1), un bouchon hermétique (2) traversé par deux sondes (3) et (4) et un ensemble de deux tubulures jetables destinées à véhiculer le bain de dialyse et comportant un système de chauffage externe (7) et deux pompes péristaltiques, l'une (9) destinée à faire progresser le liquide et l'autre (14) située en circuit annexe afin d'extraire un volume désiré qui sera compensé par un volume d'eau plasmatisque venant du malade.

Le système est préalablement stérilisé et jetable après usage et permet de pallier aux insuffisances des systèmes de désinfection actuels et éviter ainsi la transmission de maladies, virales en particulier, qui survient parfois dans les centres d'hémodialyse.



FR 2 684 879 - A1



1 La présente invention concerne un appareil générateur d'hémodialyse qui, une fois relié à un filtre appelé hémodialyseur, permet de réaliser des échanges avec le sang d'un malade insuffisant rénal selon le principe du "rein artificiel".

5 Le traitement de l'insuffisance rénale chronique tel qu'il est réalisé depuis quelques dizaines d'années par la technique d'hémodialyse périodique (rein artificiel) se heurte actuellement à un problème majeur qui est celui de la stérilisation des appareillages.

10 Un appareil générateur-moniteur d'hémodialyse situé dans un centre d'hémodialyse sert en effet à plusieurs patients au cours d'une même journée et les différents produits chimiques ou mode de désinfection utilisés (chaleur par exemple) ne peuvent garantir une stérilisation absolue des appareillages; une  
15 désinfection est tout au plus réalisée et il est impossible compte tenu du mode de fonctionnement des centres d'hémodialyse de vérifier après chaque phase de stérilisation la bonne efficacité de celle-ci, de plus les prélèvements qu'il serait nécessaire de réaliser devraient être analysés dans un  
20 laboratoire et les résultats ne seraient connus qu'avec un certain délai, empêchant la séance d'hémodialyse suivante d'avoir lieu dans des délais rapides.

C'est ainsi que malgré les précautions prises un certain nombre de maladies , virales en particulier, peuvent être  
25 transmises d'un malade à l'autre dans un centre d'hémodialyse, cela à été le cas pour l'hépatite virale B dans le passé et plus récemment ont été évoqués les problèmes du virus du SIDA et de l'hépatite C.

La présente invention a consisté en la conception d'un  
30 système entièrement jetable destiné à traiter par la technique d'hémodialyse les patients atteints d'insuffisance rénale chronique.

Nous avons de plus conçu ce système de façon à ce qu'il soit d'une grande simplicité et d'une réelle économie  
35 comparativement aux appareils d'hémodialyse existant actuellement sur le marché, simplifiant donc les problèmes d'acquisition et celle de maintenance pour les centres d'hémodialyse, qu'ils soient situés dans des pays non encore équipés de ce type de traitement mais également dans les pays  
40 plus aisés sur le plan économique compte tenu de l'augmentation

1 de prix important constaté sur ce type d'appareils ces dernières années.

5 L'un des principes de base consiste en ce que le liquide d'hémodialyse ou dialysat, destiné à être échangé avec le sang du patient à travers un filtre, ne soit jamais en contact avec une structure réutilisable qui pourrait servir à un autre patient, et devrait alors être désinfecté avec toutes les incertitudes que cela comporte.

10 Ainsi le liquide d'hémodialyse circulera dans un circuit préalablement stérilisé, ayant subi tous les contrôles de la pharmacopée nécessaire pour garantir la stérilité des différentes parties composant le circuit et ce circuit sera entièrement jeté à la fin de la séance d'hémodialyse afin de ne courir aucun risque de transmission éventuelle d'agent bactérien ou viral à un autre malade.

15 Le générateur d'hémodialyse selon l'invention comporte:

20 1°) Un récipient dont la contenance est de 20 litres environ (pouvant être de 15 à 25 litres) dont le matériau de base est du polyéthylène habituellement utilisé dans les centres d'hémodialyse pour contenir du concentré destiné à la fabrication du dialysat.

25 Ce récipient sera suffisamment rigide pour contenir un volume de liquide d'une façon invariable et sera livré dans les centres d'hémodialyse rempli d'une dose adéquate de concentré pour obtenir directement le bain de dialyse désiré par simple adjonction d'eau pré-traitée, présente dans tous les centres d'hémodialyse, jusqu'en haut du bidon.

30 Afin de se garantir de tout risque bactérien ou viral l'eau sera filtrée juste avant le bidon à l'aide d'un filtre à membrane perméable à l'eau et aux solutés mais imperméable aux agents bactériens ou viraux et aux pyrogènes, ce filtre pouvant être en polyacrylonitrile ou polysulfone car ces membranes sont actuellement disponibles dans les centres d'hémodialyse.

35 Le remplissage du récipient jusqu'à ce qu'il soit parfaitement plein est donc réalisé à l'aide de la pression régnant dans l'installation d'eau qui est suffisante pour filtrer l'eau à travers les membranes précédemment citées et qui ne consomme donc ainsi pas d'énergie et ne nécessite pas  
40 d'adjonction de pompe supplémentaire.

1        Le brassage réalisé par le courant d'eau lors du remplissage du bidon sera suffisant pour homogénéiser le mélange qui est constitué d'une dose simple de concentré lors de la dialyse réalisée à l'aide de l'acétate de sodium comme tampon.

5        Le mélange sera constitué de deux doses de concentré, l'une dite "acide" située au fond du bidon, à laquelle sera adjointe lorsque le bidon sera à moitié rempli, une autre dose de concentré, liquide ou en poudre, dite "bicarbonate" lorsque l'hémodialyse utilise le bicarbonate de sodium comme tampon.

10       Là encore il n'est pas nécessaire d'adjoindre une pompe pour obtenir l'homogénéisation du mélange, la simple pression présente dans les tuyaux de l'installation d'eau étant suffisante.

15       La vérification de la composition du mélange sera réalisée à l'aide d'une lecture de conductivité faite sur un échantillon du mélange.

      Nous obtenons ainsi un dialysat de composition parfaitement stable, contenu dans un récipient étanche (1) qui sera fermé par un bouchon étanche (2) traversé par deux sondes (3) (4), les deux sondes seront décalées afin d'éviter tout phénomène de recirculation immédiate du liquide de retour qui se produirait si les deux sondes étaient voisines.

25       La sonde la plus longue sera la prise de départ du dialysat afin d'être située suffisamment profondément sous la surface du liquide et d'éviter tout phénomène de désamorçage.

      2°) Le circuit de circulation du dialysat sera constitué d'une première tubulure destinée à véhiculer le bain de dialyse du récipient (1) jusqu'au filtre à l'intérieur duquel les échanges auront lieu avec le sang du patient.

30       Cette tubulure en PVC souple comporte un connecteur (5) permettant de s'adapter à la sonde la plus longue (3), une poche plastique ou un serpentin (6) permettant de porter le dialysat à 37°C par un système de chauffage externe sans que celui-ci soit en contact avec le dialysat (7), un corps de pompe souple (8) permettant d'être inséré dans une pompe péristaltique (9) afin de permettre la progression du liquide dans la tubulure selon un débit désiré (par exemple 500 ml/min) sans que le liquide soit en contact avec la pompe, enfin un connecteur de type HENSEN (10) destiné à être adapté sur le filtre.

40       Une deuxième tubulure véhiculera le bain de dialyse du

1 filtre jusqu'au récipient et sera constituée d'un raccord HENSEN  
(11) destiné à être adapté sur le filtre, d'une tubulure de  
dérivation (12) comportant un corps de pompe (13) destiné à être  
inséré dans une autre pompe péristaltique (14) qui réalisera un  
5 circuit de dérivation annexe connecté sur le premier circuit et  
permettra de retirer une masse d'eau désirée de ce premier  
circuit qui sera compensée à travers le filtre par une masse  
d'eau plasmatisée venant du patient, volume pour volume,  
réalisant l'ultrafiltration nécessaire pour retirer l'excès  
10 d'eau accumulé par le malade entre deux séances d'hémodialyse;  
ce volume d'ultrafiltration pourra être recueilli dans une  
éprouvette graduée volumétriquement ou sur une balance afin de  
vérifier que le volume extrait corresponde bien au volume  
désiré. Enfin cette tubulure sera terminée par un raccord luer-  
15 lock (15) permettant de se connecter en toute sécurité à la  
sonde de retour la plus courte qui revient dans le récipient  
(4).

Le circuit ainsi constitué sera utilisé pendant 40  
minutes, afin d'utiliser les 20 litres de dialysat à un débit de  
20 500 ml/min sans risquer de problèmes de saturation.

Le récipient est alors changé toutes les 40 minutes nous  
aurons donc par exemple une consommation de 6 récipients pour  
une séance d'hémodialyse de 4 heures correspondant à une  
consommation de 120 litres de dialysat ce qui est équivalent à  
25 une séance de dialyse classique.

Selon les prescriptions du thérapeute le rythme de  
changement des récipients peut être modifié par exemple en  
changeant toutes les 50 minutes ce qui assurera un débit de  
dialysat de 400 ml/min environ et une consommation totale de  
30 bain de dialyse de 96 litres en 4 heures. Au contraire un  
changement toutes les 35 minutes assurera une consommation de  
135 litres et un débit de bain de dialyse de 560 ml/min  
environ.

Une grande souplesse d'utilisation est ainsi possible pour  
35 l'utilisateur comparé aux générateurs qui fonctionnent  
généralement à débit fixe.

A la fin de la séance d'hémodialyse l'ensemble du système  
est jeté permettant donc une sécurité absolue pour le patient et  
un gain de temps pour le personnel soignant qui n'a pas besoin  
40 de pratiquer une phase de désinfection du générateur

1 d'hémodialyse.

Le procédé décrit selon l'invention présente donc l'avantage d'une sécurité absolue permettant d'éviter la transmission d'agents bactériens ou viraux d'un patient à l'autre dans les centres d'hémodialyse; il est également d'un maniement simple et peu coûteux permettant une grande souplesse d'utilisation.

REVENDICATIONS

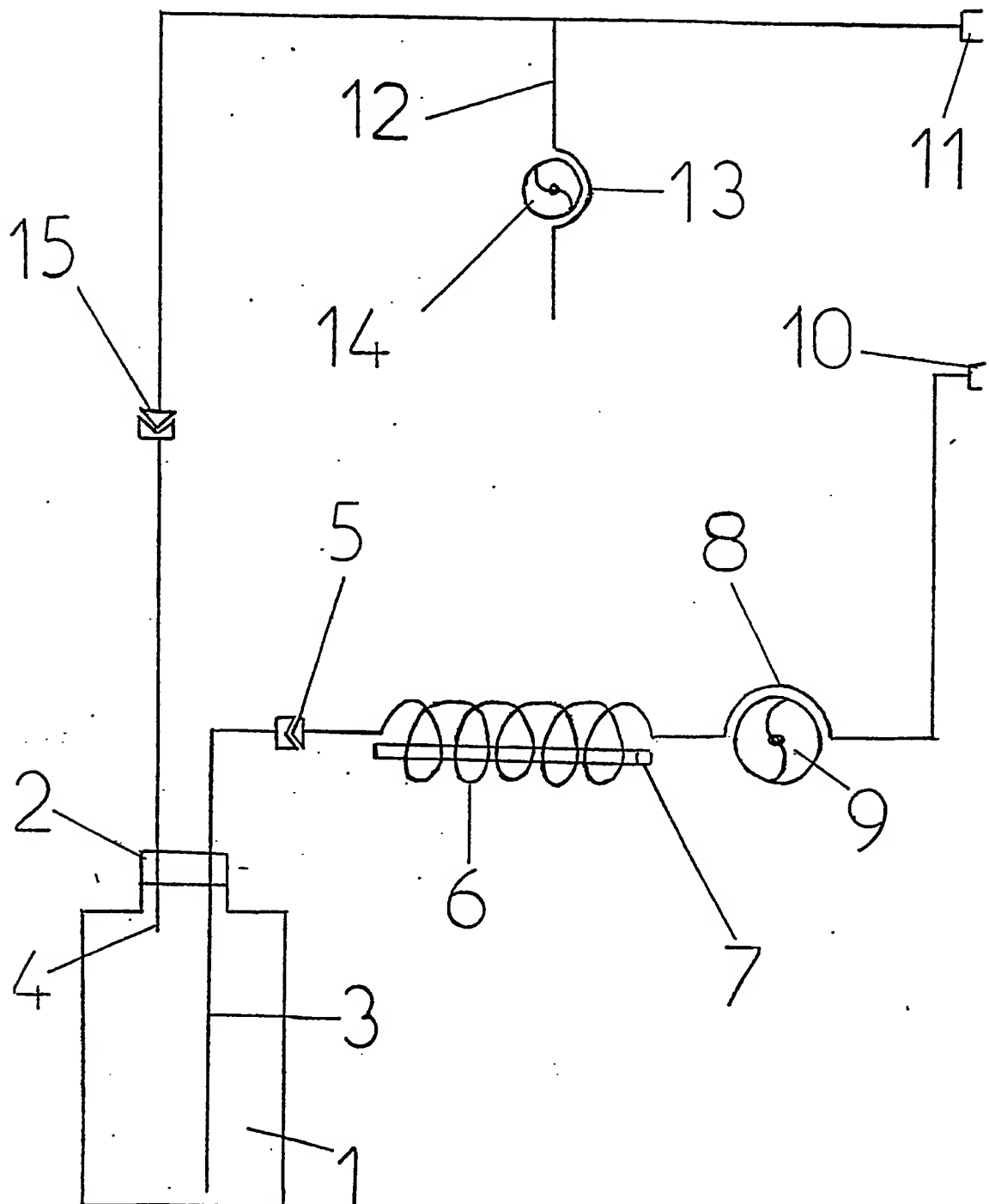
1 1- Appareil générateur d'hémodialyse comportant un circuit de  
dialysat, jetable entièrement entre deux séances d'hémodialyse,  
comportant un récipient hermétique jetable (1), un bouchon  
hermétique (2) traversé par deux sondes (3) et (4), et un  
5 ensemble de deux tubulures jetables destinées à véhiculer le  
bain de dialyse et comportant un système de chauffage (7) et  
deux pompes péristaltiques, l'une (9) destinée à faire  
progresser le liquide et l'autre (14) située sur un circuit  
annexe destiné à extraire un volume désiré qui sera compensé par  
10 un volume d'eau plasmatique venant du malade.

2- Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il  
comporte un circuit contenant un bain de dialyse de tel façon  
que celui-ci ne soit jamais en contact avec une structure  
15 réutilisable.

3- Appareil selon la revendication 2, caractérisé en ce qu'il  
comporte des structures destinées à réchauffer le dialysat et à  
véhiculer celui-ci sans jamais être en contact avec le dialysat.  
20

4- Appareil selon la revendication 3 caractérisé en ce qu'il  
comporte un circuit annexe jetable connecté sur le circuit  
principal également jetable et destiné à recueillir  
l'ultrafiltration.  
25

5- Appareil selon la revendication 4 caractérisé en ce qu'il  
comporte un circuit de circulation de dialysat préalablement  
stérilisé vérifié par les normes de la pharmacopée, et  
entièrement jetable.



BEST AVAILABLE COPY



INSTITUT NATIONAL  
de la  
PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLERAPPORT DE RECHERCHE  
établi sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la rechercheFR 9115367  
FA 469412

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
Y	EP-A-0 187 109 (ISSAUTIER) * page 5, ligne 5 - ligne 32 * * page 7, ligne 6 - ligne 32; figures 1,2 * ---	1-5
Y	GB-A-2 001 552 (FRESENIUS AG) * page 2, ligne 59 - ligne 69 * * page 3, ligne 25 - ligne 49; figure 1 * ---	1-5
A	US-A-4 676 905 (NAGAO ET AL.) * abrégé * ---	1,4
A	FR-A-2 428 442 (HONDA GIKEN KOGYO KK) * figure 7 * ---	1
A	EP-A-0 049 673 (HOSPAL-SODIP SA) * page 7, ligne 30 - page 11, ligne 15; figure 6 * * -----	1
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.5)
		AG1M
Date d'achèvement de la recherche 12 AOÛT 1992		Examinateur VILLENEUVE J.M.
<p><b>CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS</b></p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons &amp; : membre de la même famille, document correspondant</p>		